

Кузнецов В.П.^{1,2}, С. И. Степанов^{2*}, М. В. Ильиных², А. С. Скоробогатов², А. Ю. Жиликов², Е. В. Потапенко²

¹ФГБУ «РНЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова» Минздрава России, г. Курган

²Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б. Н. Ельцина, г. Екатеринбург

*s.i.stepanov@urfu.ru

МЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА ВЫСОКОПОРИСТОГО ТИТАНОВОГО СПЛАВА ДЛЯ КОСТНЫХ ИМПЛАНТАТОВ

На цилиндрических образцах из сплава Ti–6Al–4V, полученного методом послойного лазерного сплавления из порошка со средней дисперсностью 23,5 мкм, определены механические свойства в соответствии с международным стандартом ISO 13314:2011 для пористых металлических материалов. Показано, что модуль Юнга образцов с пористостью 55 % на порядок ниже, чем у сплошного металла.

Ключевые слова: послойное лазерное сплавление, ячеистые материалы, пористость, титановый сплав, модуль Юнга, имплантат.

Kyznestov V.P., S. I. Stepanov, M. V. Il'inykh, A. S. Skorobogatov, A. Yu. Zhilyakov, E. V. Potapenko

MECHANICAL PROPERTIES OF HIGH-POROUS TITANIUM ALLOY FOR BONE IMPLANTS

Mechanical properties of cylindrical samples of Ti–6Al–4V, fabricated using selective laser melting of powder with mean value of particle dimensions of 23.5 μm, were determined according to international standard ISO 13314:2011 for porous metals. Strength and elastic characteristics of porous samples (porosity of 55%) were shown to be lower than for bulk metal by an order of magnitude.

Keywords: selected laser melting, cellular materials, porosity, titanium alloy, Young's modulus, 3D-printing, implant.

Титановые сплавы находят широкое применение в качестве материала для биосовместимых имплантатов благодаря удачному сочетанию механических, физических и биологических характеристик. Впервые чистый титан был предложен в качестве замены нержавеющей стали 316L и Co-Cr-сплавов. Однако сплав BT1-0 не удовлетворяет требованиям по прочности, предъявляемым к материалам имплантатов, несущих нагрузки. Чтобы преодолеть данное ограничение, в мировой

практике началось применение $(\alpha+\beta)$ -сплава Ti-6Al-4V [1], аналога отечественного сплава ВТ6. Однако в ряде исследований было показано, что модуль Юнга α - и $(\alpha+\beta)$ -сплавов титана значительно больше, чем у материала кости [2; 3], что может приводить к эффекту «ретроацетабулярного экранирования напряжений» [5] и образованию дефектов кости при длительном взаимодействии кости с материалом имплантата. В зависимости от типа кости ее модуль Юнга изменяется от 4 до 30 ГПа. Снижение модуля упругости титановых сплавов методами легирования и структурообразования ограничено пределом не менее 40 ГПа [6], что по-прежнему является слишком высоким для костного имплантата. Дальнейшее снижение модуля упругости при сохранении приемлемых прочностных характеристик связано с переходом на использование пористых (сетчатых, ячеистых) структур изделий, получаемых методами порошковой металлургии или послойного лазерного сплавления [7]. Для пористых материалов уменьшение модуля упругости заключается в снижении эффективной площади сечения. Механическое поведение материалов с пористостью более 50 % зависит в большей степени от геометрических параметров стенок пор, а упругие и пластические свойства могут значительно отличаться [8]. К настоящему времени в РФ не создано стандартов по определению механических характеристик твердых высокопористых металлических материалов, поэтому в данной работе и использовался стандарт ISO 13314 [9].

Цилиндрические образцы диаметром 20 мм и высотой 30 мм были изготовлены методом аддитивной технологии на установке EOSINT 280. В качестве сырья использовался порошок из $(\alpha+\beta)$ -титанового сплава Ti-6Al-4V. Микрофотография частиц порошка представлена на рис. 1. По данным статистического анализа 570 частиц, характерный размер составил $23,5 \pm 8,9$ мкм.

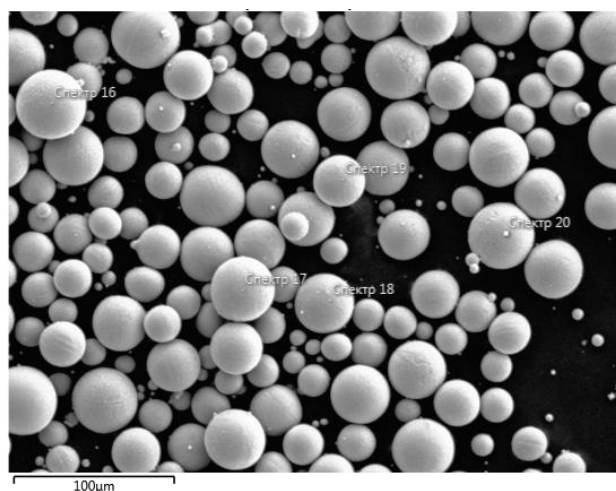


Рис. 1. Микрофотография частиц порошка из сплава Ti-6Al-4V, использовавшегося при спекании

Выбор размеров и геометрии пор, представленных на рис. 2, обеспечил сквозную пористость в исследуемых образцах около 55 %. Для определения механических свойств металлов с пористостью выше 50 %, называемых «ячеистыми» или «губчатыми» материалами в зарубежной практике и используется стандарт ISO 13314:2011. При испытаниях образцов на сжатие предполагается поддержание постоянной скорости деформации в интервале от 10^{-3} с^{-1} до 10^{-2} с^{-1} . В данной работе была выбрана скорость перемещения захвата испытательной машины Instron 3380, равная 1,8 мм/мин, что позволило сравнить полученные данные с результатами работы [10]. Испытания проводились при комнатной температуре на образцах с соотношением высоты H к диаметру D для цилиндрических образцов, или к ширине W для образца квадратного сечения в диапазоне от 1 до 2.

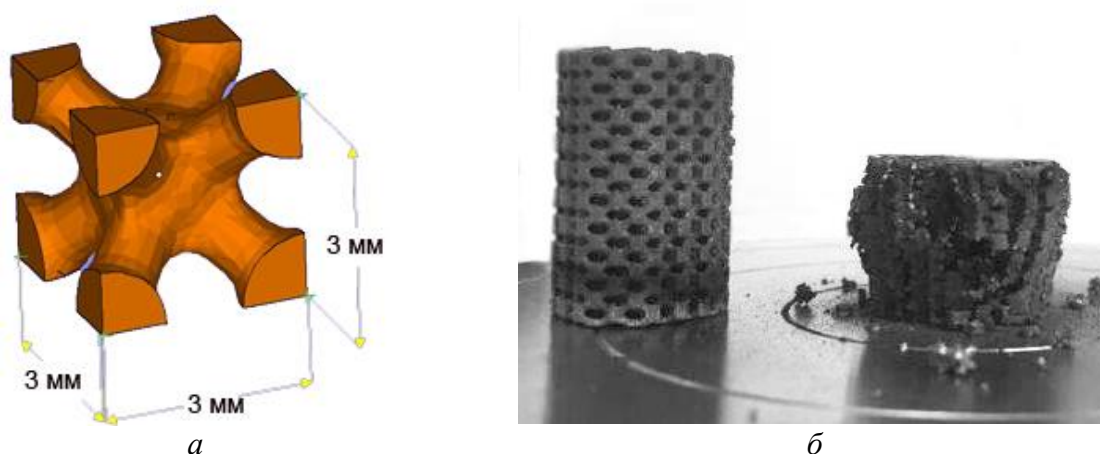


Рис. 2. Элементарная ячейка пористой структуры – *а* и пример испытуемого образца – *б*

Диаграмма деформации высокопористых металлов имеет ряд особенностей, в частности наличие платообразного участка, на котором происходит либо пластическая деформация перегородок между порами для вязких материалов, либо их разрушение для хрупких материалов. На данном участке определяется напряжение плато σ_{pl} , соответствующее среднему напряжению в интервале относительной деформации 20–30 % или 20–40 %. Остальные механические свойства, определяемые в соответствии с данным стандартом, так или иначе связаны с σ_{pl} . Например, величина σ_{130} характеризует переход от деформации стенок пор к так называемому «уплотнению», при котором происходит схлопывание пор и пластическая деформация сплавленного металла. При этом происходит значительное упрочнение. Величина σ_{130} вычисляется как $1,3\sigma_{pl}$, для исследуемого материала ей соответствует удлинение $\epsilon_{ple} = 34 \%$.

Методика определения характеристик упругости таких материалов, несколько отличается от определения модуля Юнга по диаграмме

растяжения. В частности, так называемый «упругий градиент» определяется не как тангенс наклона упругого (линейного) участка, а как тангенс наклона прямой, проведенной между точками на диаграмме, которые соответствуют напряжениям σ_{20} и σ_{70} . В данной работе упругий градиент, вычисленный таким образом, составил 3,5 ГПа, что значительно отличается от модуля Юнга (110 ГПа) для сплошного состояния сплава.

Полученные данные хорошо коррелируют с результатами работы [10]. Следует также отметить, что исследуемый образец из сплава Ti-6Al-4V при испытаниях продемонстрировал пилообразный характер изменения напряжения от деформации на участке плато (рис. 3). Это свидетельствует о хрупком разрушении стенок пор, хотя известно, что сплав, изготовленный с использованием традиционных режимов обработки, характеризуется вязким поведением при комнатной температуре.

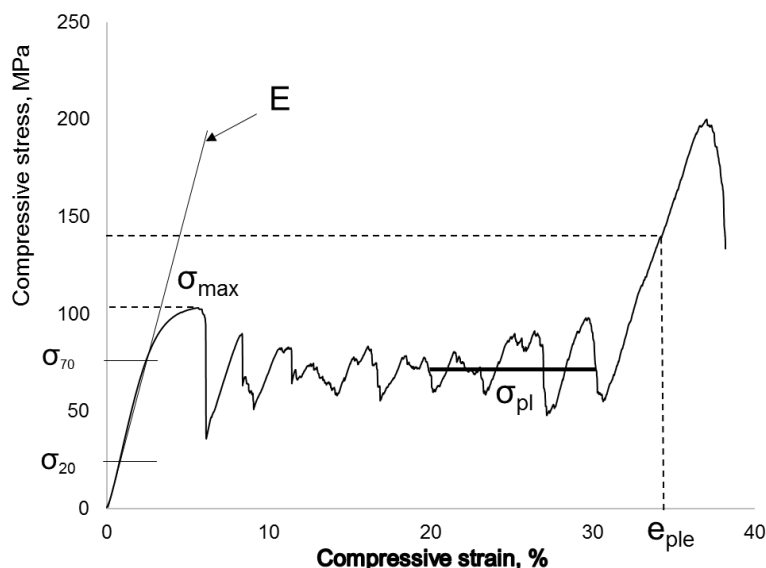


Рис. 3. Диаграмма сжатия образцов из титанового сплава Ti-6Al-4V, полученных методом послойного лазерного сплавления

Таким образом, характеристики, полученные при испытаниях на сжатие высокопористого образца из титанового сплава Ti-6Al-4V, полученного послойным лазерным сплавлением дисперсного порошка, значительно отличаются от механических свойств, определяемых при стандартных испытаниях сплава. В частности, величина σ_{pl} значительно меньше предела текучести сплава, а упругий градиент, характеризующий наклон упругого участка диаграммы сжатия, на порядок ниже модуля Юнга сплава, полученного традиционными металлургическими переделами.

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта Российского научного фонда на выполнение проекта № 16-15-00176 «Установление закономерностей остеоинтеграции медицинских имплантатов на основе аддитивного производства с биоактивным покрытием».

ЛИТЕРАТУРА

1. Zwicker, U., Buhler, K., Muller [et. al.] Mechanical Properties and Tissue Reactions of a Titanium Alloy for Implant Material. In Titanium'80, Science and Technology; Kimura, I., Ed.; Metallurgical Society of AIME: New York, NY, USA, 1980. Vol. 1. P. 505–514.
2. Evans, F. G. Mechanical properties and histology of cortical bone from younger and older men. *Anat. Rec.* 1976. Vol. 185. P. 1–11.
3. Lindahl O., Lindgren A.G. Cortical bone in man II. Variation in tensile strength with age and sex *Acta Orthop // Scand.* 1967. Vol. 38. P. 141–147.
4. Yuhua Li, Chao Yang, Haidong Zhao, Shengguan Qu, Xiaoqiang Li and Yuanyuan Li. New Developments of Ti-Based Alloys for Biomedical Applications, *Materials* 2014, 7(3), 1709-1800; doi:10.3390/ma7031709
5. Gross S., Abel E.W. A finite element analysis of hollow stemmed hip prostheses as a means of reducing stress shielding of the femur // *J. Biomech.* 2001. Vol. 34. P. 995–1003.
6. First-principles calculations for development of low elastic modulus Ti alloys / Hideaki Ikehata, Naoyuki Nagasako, Tadahiko Furuta [et. al.] // *Physical Review.* 2004. B 70. P. 174113 1...8
7. Metal Fabrication by Additive Manufacturing Using Laser and Electron Beam Melting Technologies / Lawrence E. Murr [et. al.] // *J. Mater. Sci. Technol.*, 2012, Vol. 28(1), P 1(14).
8. Проблемы и перспективы применения аддитивных технологий при изготовлении кастомизированных имплантатов для травматологии и ортопедии / Губин А.В. [и др.] // *Медицинская техника.* 2016. № 4. С. 52–55.
9. ISO 13314:2011. Mechanical testing of metals – Ductility testing – Compression test for porous and cellular metals.
10. Revival of pure titanium for dynamically loaded porous implants using additive manufacturing. / R. Wauthle, [et al.] // *Materials Science and Engineering C.* Vol. 54. P. 94–100.